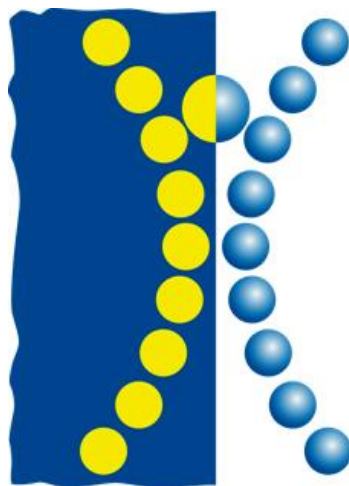


# Desenvolvimento de um Modelo Dosimétrico baseado em Medidas de Área



João Paulo Nogueira Vintém  
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Mestrado em Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde



# Desenvolvimento de um Modelo Dosimétrico baseado em Medidas de Área

João Paulo Nogueira Vintém

**Tese orientada por:**

Professor Doutor Antero Abrunhosa

Faculdade de Medicina

Professor Doutor Francisco Caramelo

Faculdade de Medicina

Mestrado em Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde

Coimbra, 2015



## Agradecimentos

---

Durante o meu percurso académico inúmeras pessoas e profissionais foram importantes e a pedra basilar para mim, pela confiança e apoio que despendera. Assim sendo, gostaria de agradecer especialmente:

Ao meu orientador, Prof. Doutor Antero Abrunhosa, e ao co-orientador Prof. Doutor Francisco Caramelo, por depositarem confiança em mim e terem sempre um tempo para dar indicações preciosas e na ajuda despendida para o desenvolvimento desta tese.

Aos profissionais do Instituto das Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde pelo carinho e disponibilidade com que me acolheram durante o período de tempo que passei pela instituição, pelo interesse pelo tema e pela prestabilidade demonstrada.

À minha família pelo incentivo, disponibilidade financeira, tempo e oportunidade que me deram para esta realização pessoal.

A todos aqueles que de uma forma ou outra me ajudaram durante este período de transição profissional nada fácil e controverso, mas que se disponibilizaram sempre para uma palavra de conforto e ânimo.

Por último, os maiores, para o meu avô, o meu irmão mais velho que nunca tive mas que o lugar estará sempre reservado para ele. Um muito obrigado pelo enorme incentivo a estudar e na procura incansável da minha construção quer como profissional quer como ser humano. Já não se fazem Homens como este. Um grande muito obrigado sentido e do fundo do coração.



## Resumo

---

Os procedimentos médicos imagiológicos com recurso ao uso de radiações ionizantes têm vindo a crescer de ano para ano, contribuindo para um aumento da dose a que está exposta a população em geral. No entanto e apesar de os benefícios serem ainda superiores aos riscos, os princípios de radioproteção exigem que se tenha em linha de conta os cuidados com a proteção radiológica e que se pratiquem procedimentos seguros e com o mínimo de radiação possível. Isto é particularmente importante no caso da Medicina Nuclear (PET e SPECT), visto que a fonte de radiação é interna e continua a irradiar o doente mesmo depois de terminado o exame radiológico em causa.

Nesse sentido, este projeto tem como principal objetivo criar um modelo dosimétrico com base em medidas de área retiradas do local de estudo, a fim de se conseguir prever a dose de radiação a que cada utilizador das instalações pode estar sujeito e ajudar a perceber os locais que determinado grupo de indivíduos (profissionais ou doentes) devem evitar.

Para retirar as medidas de área foi usado um detetor de débito de dose RadEye™ B20, que permite detetar com fiabilidade e rapidez taxas de dose de radiação alfa, beta, gama e X. Com recurso a este detetor, fez-se então uma aquisição metódica das medidas em pontos previamente marcados no piso 0 e no piso -1 do ICNAS, considerados os mais importantes pois é nestes que se realiza a circulação dos utentes.

No entanto, a aquisição era só uma parte do projeto, visto que foi necessário depois inseri-los num algoritmo de simulação de Monte Carlo em conjunto com uma interface gráfica para se poder obter os cálculos de dose de exposição com uma interação simples e intuitiva com o utilizador.

De acordo com as medidas de dose retiradas com recurso ao detetor utilizado, podemos verificar que os locais com mais radiação associada são no piso 0 a radiofarmácia, a sala de espera dos injetados e as salas das câmaras gama. No piso -1 os pontos considerados mais quentes em termos de radiação são a sala da PET/TC e as salas de espera dos doentes injetados.

Com os dados retirados construiu-se uma base estatística adequada, sendo inserida num algoritmo construído para se conseguir criar o modelo de simulação para cálculo

de doses para diversas trajetórias dos mais variados utilizadores das instalações do Instituto.

Este modelo dosimétrico, criado a partir do estudo das medidas de dose retiradas nos pontos selecionados, pode vir a tornar-se útil visto que pode ser utilizado como uma ferramenta de simulação e por conseguinte, conseguir prever a quantidade de radiação a que cada indivíduo está sujeito quando percorrer os diversos locais nos diferentes pisos do ICNAS. Esta pode vir a ser usada em conjunto com as ferramentas de monitorização pessoal, contribuindo assim para reduzir o valor de dose ocupacional de cada utilizador.





## Abstract

---

The medical imaging procedures that use ionizing radiation are increasingly being used every year, contributing to an increase in radiation exposure of the general population. However and despite the fact that the risk/benefit ratio is still favorable, the radioprotection principles require us to take into account the issues of radiological protection and the adoption of safe procedures with minimal use of radiation. This is particularly important in the case of Nuclear Medicine (PET and SPECT) as the radiation source is internal and the patient continues to be irradiated even after the radiological exam is finished.

In this way, this project has as main objective of creating a dosimetric model based on area measurements taken from the place of study, in order to be able to predict the radiation dose for each user and help to understand the places that certain group of individuals (professionals and patients) should avoid.

To get the area measurements we used a dose rate detector RadEye<sup>TM</sup>B20, which allows to detect reliably and quickly dose rates of alpha, beta, gamma and X radiation. Using this detector, was made methodical acquisitions of the measures at points previously marked on the floor 0 and floor -1 of the ICNAS, considered the most important to this study.

However, the acquisition was only a part of the project, since it was necessary after inserting them into a graphical interface to build a Monte Carlo simulation algorithm to be able to obtain the exposure dose calculation with a simple and intuitive interaction with the user.

According to dose measurements taken using the detector, we can see that the sites with more radiation are the radio-pharmacy, the waiting room for the injected patients and the gamma-camera rooms in the Level 0. At Level -1 the points considered the “hottest” in terms of radiation were the PET / CT room and the waiting room for the injected patients.

With the data obtained we constructed a suitable statistical basis that was then inserted in an algorithm built to be able to create the simulation model for dose calculation for different trajectories of various users of the Institute.

This dosimetric model, created from the study of dose measurements taken at selected points, may become very useful since it can be used as a simulation tool and therefore able to predict the amount of radiation that each individual is subject when it is in different places on the different levels of ICNAS. This might be used in conjunction with personal monitoring tools, and thus contribute to reduce the occupational dose value for each user.



## Abreviaturas

---

ICNAS - Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde

PET - Tomografia por Emissão de Positrões, do inglês *Positron Emission Tomography*

SPECT - Tomografia Computadorizada por Emissão de fóton único, do inglês *Single Photon Emission Computed Tomography*

TC - Tomografia Computadorizada

PET/TC - Sistema híbrido com equipamento PET e equipamento TC

FDG -  $^{18}\text{F}$ -fluorodeoxiglicose marcada com fluor 18

$^{90}\text{Th}^{232}$  - 232-Tório

$^{84}\text{Po}^{212}$  - 212-Polónio

ADN - Ácido Desoxirribonucleico

ICRP - *International Commission on Radiological Protection*

Add Pt - *Add point*

Rmv Pt - *Remove Point*

# Índice

---

Agradecimentos.....	4
Resumo .....	6
Abstract .....	9
Abreviaturas .....	12
Índice .....	13
Índice de Figuras.....	15
Índice de Tabelas .....	16
Índice de Imagens.....	16
1. Introdução .....	17
2. Medicina Nuclear .....	19
3. Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde .....	20
4. Ciclotrão .....	21
5. A Radiação .....	23
6. Lei do Decaimento Radioativo .....	24
a. Decaimento alfa .....	26
b. Decaimento Beta.....	27
c. Captura Eletrónica.....	28
d. Decaimento gama .....	28
7. Efeitos Biológicos da Radiação .....	29
8. Limites de dose.....	32
9. Princípios de Proteção Radiológica .....	35
10. Metodologias.....	38
I. Mapas das Localizações .....	40
II. Medidas de Débito de Dose .....	41
III. Interface Gráfica.....	44
IV. Análise Estatística e Método de Simulação .....	47
V. Estimativas de doses .....	50
11. Discussão .....	52

a. Radioprotecção no ICNAS .....	52
b. Considerações sobre Software e pontos a melhorar .....	54
Conclusões.....	56
Bibliografia.....	57

## Índice de Figuras

---

Figura 1 Esquema de Ciclotrão .....	22
Figura 2 - Decaimento Radioactivo .....	25
Figura 3 - Plantas dos pisos com os pontos onde as medidas de débito de dose se encontram marcados .....	40
Figura 4 - Aspeto geral da interface gráfica implementada.....	45
Figura 5 - Representação das médias de valores de débito de dose medidas .....	45
Figura 6 - Comandos para criação da lista de pontos que definem uma trajetória .....	46
Figura 7 - Aspeto particular do interface para simulação de Monte Carlo.....	47
Figura 8 - Fluxograma respeitante ao clique externo que executa o método de Monte Carlo .....	48
Figura 9 - Fluxograma respeitante ao clique interno onde se realiza o cálculo da dose .....	49



## Índice de Tabelas

---

Tabela 1 - Tempo de semi-vida dos radionuclídeos mais usados em Medicina Nuclear Convencional .....	25
Tabela 2 - Valores de Débito de Dose obtidos em cada ponto no Piso 0 .....	42
Tabela 3 - Horas e dias em que os valores de Débito de Dose foram medidos no Piso 0 .....	42
Tabela 4 - Valores de Débito de Dose obtidos em cada ponto no Piso -1 .....	43
Tabela 5 - Horas e dias em que os valores de Débito de Dose foram medidos no Piso -1 .....	43
<i>Tabela 6 - Condições de teste do Software .....</i>	<i>50</i>
<i>Tabela 7 - Condições-exemplo de doente para Medicina Nuclear .....</i>	<i>50</i>
<i>Tabela 8 - Condições-exemplo de doente para PET .....</i>	<i>51</i>
<i>Tabela 9 - Condições-exemplo para acompanhante .....</i>	<i>51</i>
<i>Tabela 10 - Condições-exemplo para técnico de MN a realizar 1 exame no piso 0 .....</i>	<i>51</i>
<i>Tabela 11 - Condições-exemplo para técnico de MN a realizar 1 exame no piso -1 .....</i>	<i>52</i>

## Índice de Imagens

---

Imagem 1 - detetor RadEyeTM B20 .....	38
---------------------------------------	----

## 1. Introdução

---

Os procedimentos médicos, que envolvem radiação ionizante, têm aumentado de ano para ano, provocando um grande aumento da exposição da população a fontes de radiação artificial. Apesar do benefício da sua utilização ser muito superior ao risco, a preocupação deve ser redobrada para que os doentes e profissionais não venham a sofrer de impactos negativos na sua saúde, devido aos exames radiológicos. <sup>(1)</sup>

Todos os exames radiológicos têm de possuir uma justificação prévia para a sua realização e assumir que os benefícios superam os riscos para o doente. No entanto, deve-se dar especial importância aos exames que utilizam fontes de radiação interna como a Tomografia por Emissão de Positrões (PET) e a Tomografia Computadorizada por Emissão de fóton único (SPECT), visto que não controlamos diretamente a todo o momento a quantidade de dose que é recebida quer pelos doentes, quer pelos profissionais que entrem em contacto com os mesmos, durante a realização dos exames. <sup>(2)</sup>

A imagem molecular é a área em franco crescimento atualmente, abrangendo técnicas que permitem a visualização in vivo de mecanismos bioquímicos com interesse.

A PET é uma técnica imagiológica que permite observar a distribuição e captação de um marcador radioativo em tempo real, o radiofármaco. Esta técnica foi desenvolvida por Edward Hoffman e Michael E. Phelps, sendo usada com predominância em patologias cerebrais, oncológicas e cardíacas. <sup>(3)</sup>

A SPECT, à semelhança da PET, é uma técnica que permite observar a função de alguns dos órgãos internos. É um dos exames realizados pela Medicina Nuclear, com recurso a uma câmara gama e um radiofármaco, a fim de criar imagens planares ou tridimensionais. Estas imagens permitem estudar, por exemplo, o funcionamento dos órgãos, o fluxo sanguíneo ou a ativação cerebral. <sup>(3) (4)</sup>

Visto que os níveis de dose, a que cada profissional de saúde e doente são expostos, têm vindo a aumentar, quer seja a fonte da radiação externa ou interna, sente-se a necessidade de otimizar as práticas imagiológicas que fazem uso de radiação e controlar essas mesmas doses, para que não se ultrapassem os limites impostos em diretivas europeias. <sup>(5)</sup>

Pretende-se então com este trabalho desenvolver um algoritmo de simulação da dose que uma pessoa qualquer está sujeita quando se encontra em determinadas zonas do edifício do ICNAS. Para além do algoritmo, foi implementado uma interface gráfica computacional que permite ao utilizador simular trajetórias de uma pessoa dentro dos pisos 0 e -1 do instituto e determinar uma estimativa da dose a que a mesma fica sujeita.

## 2. Medicina Nuclear

---

A Medicina Nuclear é uma área imagiológica que se caracteriza por utilizar métodos de diagnóstico médico minimamente invasivos, em que a sua execução por norma requer uma administração geralmente endovenosa de um radiofármaco. Utiliza tecnologia complexa e técnicas de diagnóstico exclusivas com execução facilitada e uma taxa de morbilidade associada muito baixa e de nenhuma mortalidade. As doses de radiação que são absorvidas pelos doentes são de nível semelhante às doses que são obtidas através dos métodos radiológicos convencionais. (6) (7) (8)

A Medicina Nuclear utiliza substâncias radioativas com propósito diagnóstico e por vezes com intuito terapêutico. Estas substâncias têm a capacidade de dar informação sobre o comportamento celular dos organismos através da deteção externa das radiações emitidas, ou caso a sua utilização seja terapêutica, o tratamento ocorre devido à interação das radiações com as células alvo. (6) (9)

Para a criação de imagem, esta área imagiológica baseia-se na utilização de traçadores radioativos, em que o seu comportamento fisiológico e bioquímico é semelhante ao comportamento da substância estável. Estes traçadores são administrados em quantidades reduzidas (daí o seu nome: em quantidades traço), não alteram os processos fisiológicos do organismo e permitem estudar a atividade funcional do mesmo, sem interferir na função orgânica. (6) (7) (9)

Por norma, as diversas técnicas imagiológicas dependem das alterações de estruturas e morfologias para que consigam detetar a existência de patologias. No caso da Medicina Nuclear, esta fornece imagens funcionais ou morfo-funcionais, sem que seja todavia necessário haver uma alteração morfo-anatómica do corpo humano. Esta técnica torna-se, por isso, muito importante para detetar precocemente uma doença, visto que as alterações funcionais ocorrem muito antes de ocorrer uma alteração morfológica. A elevada sensibilidade da técnica bem como uma especificidade adequada advém do uso de marcadores com forte capacidade de deteção de sinais biológicos a um nível picomolar. Pode-se sempre obter imagens funcionais através da ecografia, da Tomografia Computadorizada ou da ressonância da função excretora renal, função hepática ou miocárdica, no entanto, estas técnicas não permitem obter imagens funcionais do metabolismo. (6) (7) (10)

A maior vantagem que esta modalidade pode apresentar é a capacidade que tem para estudar os processos fisiológicos de modo não invasivo, conseguindo obter informação imagiológica anatómica e funcional, simultaneamente, através da localização e movimento das substâncias radioativas que são injetadas no organismo. O principal objetivo nos exames funcionais passa por detetar e quantificar o comportamento das substâncias radioativas em função do tempo, sendo o tempo a variável mais importante para a Medicina Nuclear. <sup>(6)</sup> <sup>(11)</sup>

### 3. Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde

---

O Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde (ICNAS) é uma unidade orgânica de investigação da Universidade de Coimbra. <sup>(12)</sup>

O ICNAS é uma instituição onde se tem investindo muito na área da investigação biomédica, com especial interesse na imagem molecular, na prestação de serviços à comunidade, como por exemplo a possibilidade da realização de exames complementares de diagnóstico, e na produção de radiofármacos para uso interno e outras entidades nacionais. Assim sendo o ICNAS é um instituto com três vertentes:

- Industrial, em que consiste na produção de radiofármacos com recurso à utilização do ciclotrão instalado no edifício do ICNAS;
- Clínica, que é dividida em duas secções, a área da Medicina Nuclear Convencional e a área da Tomografia por Emissão de Positrões;
- Investigação, com papel fundamental para o contínuo desenvolvimento de novas e diferentes técnicas de diagnóstico e terapêutica médica. <sup>(13)</sup>

Para fazer face a todas as exigências em ambas as vertentes, o ICNAS dispõe de diversos equipamentos de imagem médica e de investigação pré-clínica, nomeadamente um tomógrafo PET/TC Philips Gemini GXL e três câmaras gama SPECT de duas cabeças GE Millenium MG e uma câmara gama GE, instalações adequadas, assim como equipamentos para produção, investigação e desenvolvimento de radiofármacos. É de realçar o ciclotrão dedicado à produção de isótopos radioativos e os laboratórios de radiofarmácia que permitem a ligação dos isótopos a moléculas biológicas com interesse

clínico. Como anteriormente foi referido, existem ainda instalações dedicadas à experimentação animal e outras que possibilitam a execução de programas de investigação fundamental e pré-clínica. <sup>(12)</sup> <sup>(13)</sup>

O Instituto contém ainda nas suas instalações uma câmara de Ressonância Magnética de 3 Tesla para estudos imagiológicos Cerebrais Funcionais. <sup>(12)</sup> <sup>(13)</sup>

O carácter multidisciplinar do ICNAS é único no nosso país, pois é um local que reúne variadas características e especificidades através dos seus equipamentos e das suas instalações. Sendo assim, torna-se imperativo haver um planeamento de todas as ações levadas a cabo assim como rigorosas normas de segurança, no desenvolvimento das mesmas.

Na instituição, as diversas modalidades imagiológicas em conjunto com a radiofarmácia, é possível alargar a Medicina Nuclear e a Radiologia para além da clínica para os outros domínios como a investigação clínica e pré-clínica e o ensino. A bem da segurança radiológica encontram-se previstas zonas quentes e zonas frias dentro do edifício de acordo com o nível de radiação aí existente. Assim e como forma para proteger todas as pessoas que se desloquem pelo edifício, existe um sistema de cores no chão que permite facilmente ajuizar o risco associado à sua permanência em cada local do edifício. <sup>(13)</sup>

## 4. Ciclotrão

---

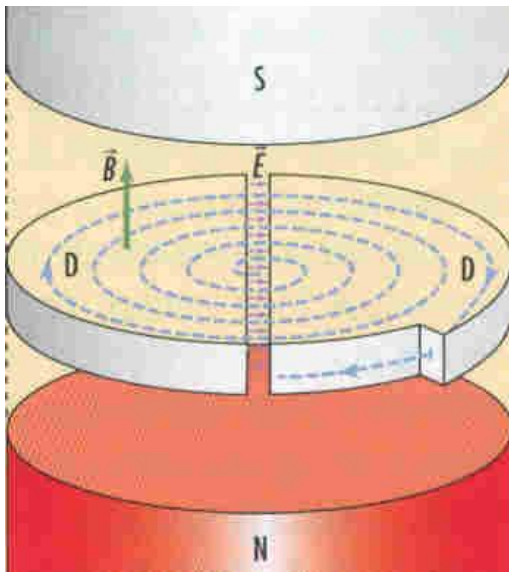
O Ciclotrão é um equipamento que tem o objetivo de acelerar partículas com carga elétrica para que estas ganhem energia cinética e colidam entre si, com o propósito de obter outras partículas. <sup>(14)</sup> <sup>(15)</sup> <sup>(16)</sup>

O primeiro equipamento deste género foi proposto por Ernest Lawrence no ano de 1929, funcionando pela primeira vez 3 anos depois, na Universidade da Califórnia. Graças a este desenvolvimento, Ernest Lawrence, recebeu o Prémio Nobel da Física dez anos mais tarde em 1939. <sup>(14)</sup> <sup>(15)</sup>

Este equipamento tem a capacidade de acelerar partículas carregadas, como por exemplo os núcleos de hidrogénio até altas energias, de forma a serem usados em desintegrações atómicas. <sup>(15)</sup> <sup>(16)</sup>

O Ciclotrão, como é possível observar na figura 1 abaixo, é essencialmente constituído por dois condutores semi-circulares ocas com a forma da letra D que se encontram em

vácuo e colocados em posição de espelho. Entre estes dois componentes, aplica-se uma diferença de potencial alternada, que vai sendo ajustada. É aplicado também um campo magnético uniforme  $\vec{B}$ , invariante no tempo e com direção perpendicular ao plano dos dois condutores. Um feixe de iões, é injetado dentro do circuito interno do ciclotrão, com uma certa velocidade  $\vec{v}$ , ficando logo sob a influência do campo magnético que lhe altera a trajetória fazendo com que ele se desloque circularmente com raio  $r$ . O módulo da velocidade não se altera, ao contrário da sua direção devido a uma força centrípeta com origem no campo magnético. (14) (15)



Os iões negativos ao se deslocarem de um D para o outro, vão passar por um campo elétrico uniforme  $\vec{E}$ , onde são acelerados. (14) (15)

Figura 1 Esquema de Ciclotrão (14)

O campo elétrico existente entre os dois D's é provocado pela diferença de potencial entre ambos. Dentro do ciclotrão, como em qualquer campo elétrico, os iões, de carga negativos, irão circular no sentido, do potencial negativo para o positivo, e aumentando sempre o raio da trajetória devido ao aumento da velocidade em cada passagem pelo elétrico. A fórmula seguinte permite calcular quanto o raio da trajetória em função da velocidade e da intensidade do campo magnético. (14) (15)

$$\vec{F}_m = \vec{F}_c \Leftrightarrow \|\vec{F}_m\| = \|\vec{F}_c\| \Leftrightarrow q.v.B = m \frac{v^2}{r} \Leftrightarrow r = \frac{m.v}{q.B}$$

Note-se que a diferença de potencial vai sendo alterada entre os dois componentes D, isto é, logo após a saída do ião de um dos D's, a diferença de potencial troca de sinal e o sentido do campo é invertido. Este fato causa uma nova aceleração ao ião negativo quando ele passa pelo campo elétrico, causando um aumento do raio da sua trajetória.

Estas acelerações e aumentos de raio a cada mudança de diferença de potencial acontecem até que o ião colida na placa defletora ou *stripper* com uma energia cinética máxima. Ao colidir, ele vai perder os seus eletrões, tornando-se no ião  $H^+$ , que ao saírem do ciclotrão, vão colidir num alvo e formam então os radionuclídeos pretendidos para a produção de radiofármacos. <sup>(15)</sup>

Existem inúmeros radiofármacos com inúmeras indicações clínicas e aplicações, contudo o mais utilizado é a  $^{18}F$ -fluorodeoxiglicose (FDG). Este radiofármaco mostra-se importante na área da Oncologia, visto que apresenta resultados com elevada precisão na parte da deteção e estadiamento de tumores, assim como na monitorização da terapêutica e diferenciação do tipo de lesões. <sup>(16)</sup>

## 5. A Radiação

---

A radiação é uma forma de designar um modo de propagação de energia de um ponto para outro, através de um meio. A forma como ela se propaga é que determina o tipo de radiação, que é genericamente dividida:

- Radiação Eletromagnética, que é representada pela oscilação de um campo elétrico e de um campo magnético, sendo classificada de acordo com a sua frequência de onda. O espectro eletromagnético é frequentemente dividido por bandas conhecidas pelas regiões de rádio (ondas hertzianas, de rádio ou TV, microondas, infravermelhos, visível, ultravioleta, raios X e raios gama);
- Radiação Corpuscular, que é constituída por partículas subatómicas, as mais conhecidas: eletrões, prótons, neutrões, deutérios e partículas alfa e beta. Os dois últimos tipos de radiação têm origem no decaimento radioativo e em reações nucleares. De notar ainda que, do ponto de vista físico, eletrões e radiação beta poderá ser considerado a mesma coisa. <sup>(17)</sup>

A radiação pode ser gerada de forma artificial ou natural e a interação que a radiação sofre ao passar através de uma pequena espessura de matéria depende do tipo de radiação podendo resultar em alterações da sua trajetória e/ou da sua energia. <sup>(18) (19)</sup>

Todo o tipo de radiação que tenha a capacidade de provocar ionização em estruturas biológicas, denomina-se de radiação ionizante ou de alta energia. A radiação que seja de baixa energia denomina-se de energia não-ionizante. Os potenciais mínimos de



ionização dos elementos que se encontram em maior quantidade nas estruturas biológicas, variam entre os 11 eV e os 14 eV e têm inúmeras aplicações no dia-a-dia, como na medicina nuclear, nos exames de diagnóstico, indústria bélica, conservação de alimentos, agricultura, etc. No entanto, qualquer tipo de radiação ionizante pode ser prejudicial para a saúde, sendo necessário levar em linha de conta, o tempo de exposição e a intensidade da mesma. <sup>(18) (19)</sup>

## 6. Lei do Decaimento Radioativo

O Decaimento Radioativo ocorre quando os núcleos se encontram energeticamente instáveis e necessitam de libertar energia para atingir um estado mais estável. Esta emissão de energia pode ocorrer sob a forma de partículas ou de radiação eletromagnética. No caso de ocorrer emissão de partículas, esta ocorre em processos de decaimento alfa, beta ou em captura eletrónica. A emissão de radiação eletromagnética ocorre no decaimento gama e pode ser considerado o decaimento mais simples. <sup>(19)</sup>

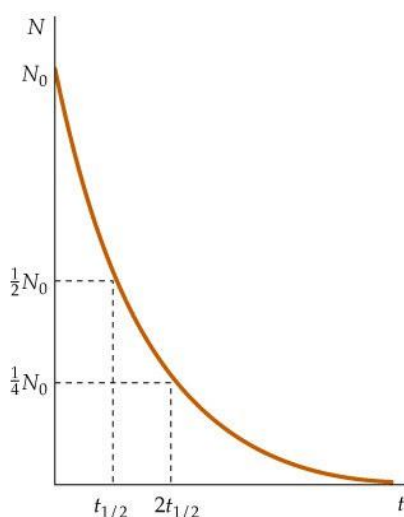
Quando um núcleo radioativo emite uma partícula espontaneamente, de modo a ficar num nível energético mais estável, este muda de características e transforma-se num nuclídeo diferente dizendo-se, então, que sofreu transmutação. <sup>(19)</sup>

O Decaimento Radioativo é um processo aleatório em que todos os núcleos têm a mesma probabilidade estatística de decaírem no mesmo intervalo de tempo. É apenas certo que o número de núcleos radioativos total diminui com o tempo, que o número de núcleos que decaem por unidade de tempo é proporcional ao número total de núcleos radioativos e à probabilidade destes decaírem ao fim do seu tempo de semi-vida. Sendo que este período varia de espécie para espécie. <sup>(19)</sup>

Assim sendo, a atividade das substâncias radioativas decresce em função do tempo com ritmo característico de cada nuclídeo e a lei do decaimento radiativo consegue prever a atividade da substância, através da seguinte fórmula:

$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

Sendo que  $N$  é o número de núcleos radioativos que restam após um tempo  $t$ ,  $N_0$  é o número de núcleos radioativos na amostra no instante inicial e o  $\lambda$  a constante de desintegração. Desta forma podemos concluir que a fração do número total de átomos que sofre desintegração é constante, por unidade de tempo. Ao ser constante esta taxa de desintegração consegue-se prever quanto tempo é necessário para que a quantidade



inicial do radionuclídeo passe para metade após o instante 0 e assim sucessivamente. A este tempo dá-se o nome de tempo de semi-vida. (19)

**Figura 2 - Decaimento Radioativo**

Na tabela abaixo podemos visualizar quais os tempos de semi-vida de cada radionuclídeo usado com grande frequência na Medicina Nuclear Convencional assim como a sua forma de decaimento radioativo.

Nuclídeo Radioativo	$T_{1/2}$	Modo decaimento (%)
$^{67}\text{Ga}$	78 h	CE (100)
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	6,0 h	TI (100)
$^{111}\text{In}$	2,8 dias	CE (100)
$^{131}\text{I}$	8,0 dias	$\beta$ (100)
$^{201}\text{Tl}$	73 h	CE (100)

**Tabela 1 - Tempo de semi-vida dos radionuclídeos mais usados em Medicina Nuclear Convencional (CE-Conversão Eletrónica; TI-Transição Isomérica;  $\beta$ -Decaimento Beta)**

Como se pode verificar e como explicado acima, cada nuclídeo tem tempos de semi-vida ( $T_{1/2}$ ) diferentes, em que ao fim desse período o número inicial de espécies é reduzida para metade. Também se pode visualizar que dentro dos nuclídeos que são utilizados

maioritariamente na Medicina Nuclear Convencional, existem várias formas de eles decaírem como é o fato do tecnécio-99 metastável ( $^{99m}\text{Tc}$ ), que decai por transição isomérica (TI) podendo emitir o excesso da energia nuclear sob a forma de radiação gama. Este processo ocorre quando o núcleo se encontra num estado excitado ou com excesso de energia, acabando por ser libertado de modo a atingir um estado mais estável.

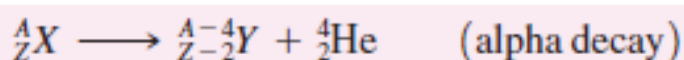
No caso do gálio-67 ( $^{67}\text{Ga}$ ) o seu decaimento ocorre por meio de captura eletrónica (CE) e tem um tempo de semi-vida de 78 horas. Dos núclídeos apresentados na tabela, aquele que possui uma semi-vida maior é o iodo-131 ( $^{131}\text{I}$ ), com um período de 8 dias.

## a. Decaimento alfa

Um núcleo atómico é formado essencialmente por protões e neutrões. Os eletrões circulam em torno do núcleo, organizados por orbitais e energias. O equilíbrio entre os protões e neutrões ocorre quando as forças de repulsão e de atração se conseguem anular uma à outra. Os protões mantêm-se unidos graças às forças de atração nuclear forte, que se iguala à intensidade das forças repulsivas coulombianas. Esta última força aumenta de intensidade com o inverso do quadrado da distância entre os protões. (20) Um protão ou um neutrão podem ser chamados de nucleões, logo cada átomo de número de massa A, tem A nucleões. (20)

Desta forma, cada partícula alfa é composta por quatro nucleões, ou seja, dois protões e dois neutrões, correspondendo a um núcleo de Hélio, visto que tem a mesma composição. (19) (20)

O decaimento alfa acontece graças ao favorecimento por questões energéticas. A massa do núcleo pai é maior que o conjunto da massa do núcleo filho com a massa da partícula emitida. A diferença de energia transforma-se em energia cinética adquirida pela partícula alfa. (20)



Este tipo de decaimento dá origem a partículas com alto poder de ionização e baixa capacidade de penetração. (19)

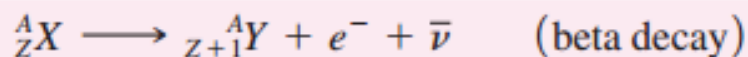
## b. Decaimento Beta

O decaimento Beta é um processo de decaimento pelo qual o núcleo instável pode transformar-se noutro núcleo mais estável após a emissão de uma partícula beta (elétron ou positrão), ocorrendo a alteração do número de prótons e neutrões sem, no entanto, haver variação do número total de núclídeos. <sup>(19)</sup> <sup>(20)</sup>

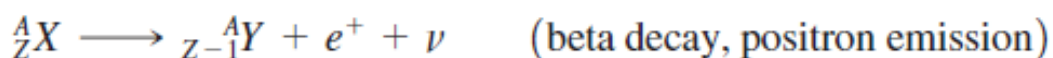
Este tipo de decaimento pode ocorrer de duas formas diferentes. Através do decaimento beta menos ( $\beta^-$ ) e beta mais ( $\beta^+$ ).

No caso do decaimento  $\beta^-$ , este ocorre quando os núcleos possuem excesso de neutrões e de forma a alcançar a estabilidade, um neutrão é convertido num próton e num elétron. O próton continua dentro do núcleo e o elétron, ou seja a partícula  $\beta^-$ , é emitida. A esta emissão dá-se o nome de emissão de radiação  $\beta$ , sendo acompanhada pela emissão de um antineutrino, molécula transportadora de alguma energia do processo de decaimento. Este núcleo mantém o mesmo número de massa mas o seu número atómico aumenta. As partículas que são emitidas saem com uma velocidade próxima da velocidade da luz, possuindo a capacidade de penetrar alguns milímetros no alumínio.

<sup>(19)</sup> <sup>(20)</sup>



Já no decaimento  $\beta^+$  ocorre quando há excesso de prótons. Neste tipo de decaimento, um próton é convertido num neutrão e num positrão, denominada de partícula  $\beta^+$ . A emissão do positrão é acompanhada da emissão de um neutrino. <sup>(19)</sup>



As partículas  $\beta^+$  são mais instáveis que os eletrões, quando se encontram num meio com abundância de eletrões, tendo um tempo médio de vida de cerca de  $10^{-10}$  segundos. Após a emissão dos positrões, a sua velocidade é reduzida, ficando sujeitos a processos de aniquilação ao interagirem com um elétron dos outros átomos, dando origem a dois fótons de igual energia (511keV) emitidos em sentidos opostos. <sup>(6)</sup>

O decaimento  $\beta$  ocorre em alguns isótopos mais leves, com semi-vida curta, como é o caso do Oxigénio e o Carbono, e os raios gama resultantes da aniquilação dos positrões são utilizados para procedimentos imagiológicos médicos, como é o caso da PET. <sup>(21)</sup>

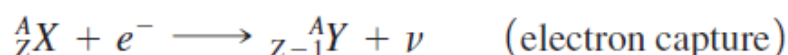
As partículas  $\beta$  originadas têm grande poder de ionização, contudo menor do que o das partículas  $\alpha$  e um baixo poder de penetração, mas ainda assim maior que as  $\alpha$ . (21)

Em casos que a diferença de energia entre os átomos pai e filho seja inferior a 1.02 MeV, não haverá energia que seja suficiente para que ocorra a emissão de um positrão durante o decaimento, e assim o decaimento radioativo ocorrerá pelo processo de captura eletrónica. (21)

### c. Captura Eletrónica

A Captura eletrónica é o processo de decaimento radioativo que ocorre em casos em que a diferença de energias entre os átomos pai e filho é inferior a 1.02 MeV, não havendo energia suficiente para ocorrer emissão de um positrão. (21)

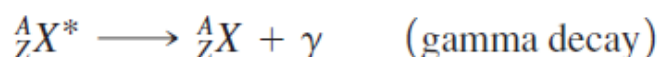
Neste processo, o núcleo irá capturar um eletrão da nuvem eletrónica, provocando uma conversão de um próton num neutrão e acabando por emitir um neutrino. (19) (22)



O átomo ao capturar o eletrão, vai provocar transições eletrónicas das órbitas externas para as internas a fim de preencher a lacuna que ficou vaga aquando da captura do eletrão orbital. Ao haver estas trocas eletrónicas entre as orbitais, o átomo emite energia eletromagnética sob a forma de Raio-X. (20)

### d. Decaimento gama

Tanto um núcleo como um átomo têm a capacidade de decair e emitir um fóton, no entanto quando ocorre o decaimento de um núcleo, a energia libertada é muito mais elevada. Este processo é muita vez associada a processos nucleares, a energia dos fótons libertados situa-se na região dos raios gama do espectro energético e não há alteração do tipo de núcleo. (19)



A emissão de radiação gama ( $\gamma$ ) poderá ocorrer numa fase posterior à emissão de radiação  $\alpha$  ou  $\beta$ , propagando-se à velocidade da luz e com uma capacidade penetrante

bastante elevada. Esta possui capacidade de penetração até vários centímetros de chumbo. (20)

## 7. Efeitos Biológicos da Radiação

---

As células, quando sujeitas a radiação ionizante, sofrem diversas alterações físicas e biológicas quer a curto, quer a longo prazo. Estes danos diretos resultam da interação entre a radiação e os átomos ou moléculas. Os efeitos biológicos resultam essencialmente do dano causado no ADN, o alvo mais crítico da célula, e outros locais essenciais à vida da célula. (13) (23)

A célula quando é irradiada diretamente absorve a radiação sofrendo danos de uma de duas maneiras, direta ou indiretamente. No caso de sofrer um dano direto, os átomos podem ser ionizados ou excitados através de interações de Coulomb, dando origem a uma sequência de eventos físicos e químicos, que acabarão por resultar em danos biológicos na célula. Esta ação direta ocorre predominantemente na interação de partículas de alta energia de transferência com o material biológico. (24)

Quando o dano acontece indiretamente, resulta da interação entre a radiação e outras moléculas e átomos, como por exemplo, a água. Esta interação dá origem a radicais livres ( $\text{H}_2\text{O}^+$  e  $\text{HO}$ ) que possuem a capacidade de danificar o alvo crítico celular. Os radicais livres que conseguem quebrar as ligações químicas e produzir alterações químicas que conduzem a modificações biológicas, são moléculas altamente reativas, visto que possuem um eletrão que não se encontra emparelhado. (25) (26)

É estimado que cerca de dois terços dos danos biológicos ocorridos acontecem devido à ação indireta da interação radiação-matéria. Sendo que esta ação indireta pode ser influenciada por sensibilizadores químicos ou por protetores de radiação. (25)

Quando ocorre interação entre a matéria e a radiação, pode-se observar um de nove acontecimentos possíveis. A célula pode:

- Não sofrer efeito;
- Atraso na divisão celular;
- Apoptose;
- Mutação;
- Instabilidade genómica;
- Falha reprodutiva, que conduz à morte celular antes de se poder reproduzir;

- Transformação, que pode levar a carcinogénese;
- Efeito Espetador, em que a célula irradiada induz danos genéticos às células vizinhas;
- Respostas adaptativas, em que a célula vai-se tornar mais resistente à radiação.

(27) (28)

Dependentemente do estágio celular em que se encontra a célula no seu ciclo mitótico, quando sujeitas a uma fonte de radiação, estas desencadearão uma resposta a essa mesma radiação, que passará por qualquer uma supracitada. Contudo, a sua sobrevivência aumenta com o tempo e com a fase do ciclo de divisão celular em que se encontram. (26) (28)

No entanto, os efeitos nocivos da radiação causados pela irradiação em demasia podem ser classificados em duas categorias distintas, em efeitos estocásticos e efeitos determinísticos. Os efeitos estocásticos são aqueles em que a probabilidade de eles acontecerem aumenta de acordo com o aumento da dose, contudo o aumento de dose não tem influência na gravidade dos efeitos que se podem verificar nos indivíduos (indução de cancro, efeitos genéticos). Não existe um limiar de dose para este tipo de efeitos, uma vez que surgem em células individuais, presumindo-se que exista uma pequena probabilidade que estes efeitos ocorram mesmo quando as células estão sujeitas apenas a pequenas quantidades de dose. (28)

Ao contrário dos efeitos estocásticos, os efeitos determinísticos têm um aumento de gravidade de acordo com o aumento da dose, por norma acima da dose limite, nos indivíduos que tenham sido afetados pela radiação, como é o caso da falência de órgãos, cataratas, alterações sanguíneas. Neste tipo de efeitos, os danos ocorrem em populações de células e para isso é necessário haver um limiar de dose para evitar o aparecimento dos mesmos. E conforme a quantidade de radiação a que se está exposto, assim será a resposta que será desencadeada pelo organismo, que será influenciada pela resposta de todos os órgãos do organismo à radiação. Essa resposta pode desencadear síndromes de acordo com a quantidade de radiação:

- $1 \text{ Gy} < \text{dose} < 10 \text{ Gy}$ : síndrome de medula óssea;
- $10 \text{ Gy} < \text{dose} < 100 \text{ Gy}$ : síndrome gastrointestinal;
- $\text{Dose} > 100 \text{ Gy}$ : síndrome do sistema nervoso central. (28)

No entanto, nem todas as células do mesmo tecido irão desencadear o mesmo tipo de reação, visto umas serem mais radio-resistentes do que outras, e esta radio-resistência variar de acordo com a fase mitótica em que se encontram aquando estas serem sujeitas à radiação. (28) (29)

Após ser sujeito a determinado valor de dose, um tecido ou órgão pode desencadear uma resposta ao dano, através de um efeito agudo ou de um efeito crónico (tardio). No caso de ser um efeito agudo, estes aparecem logo após ocorrer uma exposição a radiação e consegue-se identificar processos de inflamação, edema e em casos mais graves, hemorragia. Por outro lado, os efeitos crónicos ocorrem mais tardiamente, na escala temporária e pode-se observar acontecimentos de fibrose, atrofia, ulceração, obstrução ou estenose intestinal. Estes efeitos tanto podem ser causados por exposição direta a radiação como por consequência de danos agudos na mucosa ou na epiderme, como por exemplo. (28)

A distância temporal em que ocorre a quebra de ligações químicas celulares e o efeito biológico pode ser de horas a anos, conforme for o tipo de dano causado pela radiação. No pior cenário, a morte celular é o resultado da interação da radiação com a matéria, podendo acontecer passado algumas horas ou dias, no momento em que a célula tenta se dividir, através do processo mitótico. Este acontecimento pode dar origem a reações teciduais, em que ocorra uma morte celular generalizada. Caso o dano seja oncológico, este só mostrará sinais numa fase mais tardia da vida, como é o caso da mama, tireóide, pele, etc. (28)

Os danos causados pela radiação, manifestando-se tardiamente ou no imediato, podem ser classificados de somáticos ou genéticos. Os efeitos somáticos são danos que ocorrem durante a vida e que podem conduzir à carcinogénese, esterilidade, cataratas, etc. Os efeitos genéticos ou hereditários ocorrem devido a mutações no ADN ou genes de um indivíduo, podendo levar a alterações no organismo dos descendentes. (28) (30)

Conforme a gravidade dos efeitos da radiação, estes podem ser então divididos em efeitos estocásticos e/ou determinísticos. Os efeitos estocásticos possuem uma probabilidade de ocorrência de acordo com a quantidade de dose a que o indivíduo é submetido. Ou seja, a probabilidade aumenta com o aumento de dose, assim como diminui com a diminuição desta. No entanto, a gravidade destes efeitos não depende da dose, como é no caso dos efeitos genéticos e da indução tumoral. Neste tipo de



efeitos, não existe um limiar de dose que se possa estabelecer para que se possa evitar o aparecimento dos mesmos, uma vez que estes surgem em células individuais, assumindo-se sempre que há uma pequena percentagem probabilística que ocorra. (28) Enquanto os efeitos determinísticos, o aumento de dose influencia a gravidade dos mesmos. Por norma, em indivíduos que sejam expostos a doses acima dos limites inscritos nas normas europeias, podem sofrer disfunção de órgãos, fibrose, cataratas e diminuição do número de espermatozóides. Torna-se então assim, indispensável conhecer e não se expor a doses acima dos limites estabelecidos. (28)

## 8. Limites de dose

Os limites de dose estão definidos como sendo as referências máximas fixadas para as doses que resultam da exposição a radiações ionizantes para trabalhadores, estudantes e público em geral. De modo a que se conheçam o valor de dose exato e verificar se se encontram dentro dos limites impostos por lei, é necessário ter em atenção o valor de Dose Efetiva e Dose Equivalente. A Dose Efetiva medida em Sieverts corresponde à soma de doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, resultante da irradiação por fontes internas e externas, e é obtida através da fórmula:

$$E = \sum W_T H_T = \sum W_T \sum W_R D_{T,R} \quad (31) \quad (32)$$

Na fórmula,  $D_{T,R}$  corresponde à média da dose absorvida no tecido ou órgão.  $W_R$  é o fator de ponderação para o tipo de radiação e o  $W_T$  é o fator de ponderação tecidular para o tecido ou órgão. A Dose Equivalente corresponde à dose absorvida no tecido ou órgão, ponderada em função do tipo de radiação que irradia esse mesmo órgão, e é definida por:

$$H_{T,R} = W_R D_{T,R} \quad (31) \quad (32)$$

Na fórmula apresentada,  $D_{T,R}$  é a dose média absorvida pelo tecido ou órgão e  $W_R$  é o fator de ponderação para o tipo de radiação que incidiu no mesmo tecido ou órgão. Após se saber os valores dos dois tipos de dose especificada anteriormente, é facilmente calculada a dose total anual e verificar se ela se encontra abaixo dos valores limite. Os

limites de dose anuais são estabelecidos pela lei, que estão decretadas pelo Decreto de Lei nº 222 de 2008, sendo uma transposição da Diretiva nº 96/29/EURATOM da Comunidade Europeia de Energia Atómica. O limite de dose efetiva para os trabalhadores expostos é fixado em 100mSv por um período de cinco anos consecutivos, na condição desse valor não ultrapassar uma dose efetiva máxima de 50mSv em cada ano. Sendo os limites equivalentes para o cristalino, pele e extremidades, respetivamente, 150mSv, 500mSv e 500mSv. No entanto, o International Commission on Radiological Protection (ICRP) recomendou, recentemente, que o limite de dose equivalente para o cristalino não ultrapasse os 20mSv por ano, durante um período de tempo consecutivo de 5 anos, sabendo que a dose anual não deve exceder os 50mSv.

(31)

Consta também nesse Decreto a classificação dos trabalhadores, de modo a haver monitorização e vigilância:

- Categoria A – trabalhadores expostos que são suscetíveis de receber uma dose efetiva superior a 6mSv por ano, ou uma dose equivalente superior a três décimas de um dos limites anuais previstos para o cristalino, pele e extremidades.
- Categoria B – todos os restantes trabalhadores expostos não classificados como categoria A. (32)

Em linha com as recomendações do ICRP, a EURATOM veio publicar uma nova diretiva, a Diretiva 2013/59/EURATOM que veio alterar os valores de limites de dose que anteriormente tinham sido definidos. Estes limites passaram então a ser de 20mSv num ano e de 100mSv de dose efetiva, durante um período de 5 anos, para os profissionais de saúde. Em casos especiais, o limite de dose pode ser excedida até a um máximo de 50mSv desde que a média da dose efetiva anual num período de 5 anos consecutivos, não exceda a 20mSv. Quanto às doses equivalentes para pele, cristalino e extremidades situa-se nos 500mSv, 20mSv e 500mSv durante um ano, respetivamente. Esta dose equivalente foi a única que se manteve de acordo com os valores definidos anteriormente pela Diretiva precedente juntamente com as recomendações do ICRP.

No caso do público em geral, a dose efetiva não deve exceder 1mSv tal como no caso das profissionais durante o período de gravidez. Quanto aos valores de dose equivalente

estabelecidos para os elementos do público em geral, estes são bastante mais inferiores que os dos profissionais de saúde. Para o cristalino está definido um limite de 15mSv por ano, enquanto para a pele está definido 50mSv por ano. <sup>(31)</sup>

Apesar destes valores estarem descritos pela lei, muitos são os casos de incumprimento destas normas e, devido a isso, são visíveis, em alguns casos mais graves, o acontecimento de efeitos determinísticos.

No Decreto de Lei 222/2008, vem ainda referido, a monitorização dos locais de trabalho, para aqueles, onde o trabalhador esteja exposto a uma dose efetiva superior a 1mSv por ano. Como certas práticas médicas resultam em exposições à radiação consideráveis, associadas a uma margem de erro, torna-se então necessário calcular essa mesma quantidade de radiação a que se está sujeito, a fim de se cumprir os valores de dose limite e diminuir a percentagem de probabilidade de ocorrência de efeitos no organismo humano. No entanto e apesar de haver instituições como o ICRP que sugerem limites de dose e aconselham sobre as melhores práticas, estas instituições não têm poder nem jurisdição para forçar a aplicação das mesmas recomendações. <sup>(31) (32)</sup>

De entre muitas recomendações presentes nas legislações, encontra-se também para situações de gravidez. Em situações deste tipo, a mulher deve e imediato comunicar ao responsável pelas instalações, do estado em que se encontra, a fim de se proceder à radioproteção do feto. Esta proteção de ser equivalente a um elemento do público em geral, de modo a que a dose equivalente recebida pelo feto seja o mais reduzida possível e de maneira a que não exceda 1 mSv durante a gravidez. No caso das mulheres lactantes, estas não devem desempenhar funções que envolvam risco significativo de contaminação radioativa para o organismo. <sup>(31) (32)</sup>

A fim de conseguir evitar exposições em demasia e sem controlo, devem ser tomadas medidas de modo a precaver situações em que os trabalhadores recebem uma dose efetiva superior a 1 mSv/ano, ou uma dose equivalente superior a um décimo do limite de dose para cristalino, pele e extremidades.

## 9. Princípios de Proteção Radiológica

---

Visto que o organismo humano aquando se encontra exposto a radiação, seja de que origem for, pode sofrer diversas alterações nos seus diferentes tecidos e/ou células. De forma a evitar que estas alterações ocorram, quer a nível temporal imediato ou mais prolongado, deve se então olhar com atenção para um conjunto de ações que se devem realizar para que os limites de dose sejam cumpridos, afim de não ocorrerem alterações funcionais ou morfológicas no organismo humano.

Os princípios de proteção radiológica têm então como objetivos minimizar os riscos dos efeitos biológicos no organismo humano, limitar a dose a que os profissionais devem estar sujeitos e assim diminuir a probabilidade de ocorrência de efeitos adversos a longo prazo. Estes princípios de proteção assentam então em três pontos essenciais: a Justificação, a Otimização e a Limitação de dose. <sup>(5) (13) (31) (32) (33)</sup>

No que toca à Justificação, todas as exposições devem ser devidamente justificadas com o intuito de assegurar que os benefícios que acarreta para o individuo sejam superiores ao prejuízo que elas implicarão para a saúde do mesmo. As decisões que conduzam à hipótese de se proceder à utilização de radiação ionizante devem ter como base de sustentação os benefícios que acarretaram com a sua utilização. <sup>(32) (33)</sup>

Quanto à otimização, todas as exposições a que a população ou profissionais de saúde estejam sujeitos, devem ser otimizadas de forma a se manter o valor das doses individuais dentro dos limites regulados pelas autoridades competentes. Deve-se assim então manter o valor das doses e o número de pessoas expostas num nível tão baixo quanto possível, tendo em conta conhecimentos técnicos, fatores económicos e sociológicos. A otimização da proteção deve ser de acordo com a finalidade médica da exposição e aplicável às doses individuais. O princípio de otimização não se refere apenas à dose efetiva mas também às doses equivalentes, de modo a funcionar como uma margem de precaução e incerteza quanto ao prejuízo para a saúde em caso de doses inferiores ao limite suscetível de desencadear reações nos tecidos. <sup>(30) (31) (32)</sup>

Por fim a limitação de dose, em que as situações de exposição devem ser planeadas e a soma das doses que devem ser administradas não podem exceder os limites de dose que são estabelecidos para exposições profissionais ou do público em geral. <sup>(30) (32)</sup>

De forma otimizar-se a exposição deve-se proceder à criação de restrições de dose quer para profissionais de saúde, quer para o público em geral. No primeiro caso, as restrições são impostas pela empresa sob supervisão geral da autoridade competente, como instrumento de otimização. No caso do público em geral, a restrição de dose funciona como a dose individual que cada um deve estar exposto de forma controlada e planeada. Estas devem ser compatíveis com os limites de dose e à soma de doses que foi administrado ao indivíduo em todas as exposições radiológicas. (32) (33)

Estas restrições são estabelecidas de acordo com doses individuais efetivas ou equivalentes durante um período de tempo definido.

A criação de níveis de referência em situações de exposição existente e em exposições de emergência permitem de um modo geral proteger as pessoas, levando em linha de conta critérios societários assim como quer os limites de dose, quer as restrições de dose, nos casos de exposições planeadas. (32) (33)

Para além dos três princípios de proteção radiológica indicados acima, torna-se importante ter em conta que por mais que se possa justificar e otimizar práticas que é necessário haver uma correta educação e formação dos profissionais para que estes possam utilizar a radiação ionizante da forma mais correta e tendo sempre em vista a sua utilização com o mínimo de risco possível quer para si, quer para os doentes, de forma a diminuir a probabilidade da ocorrência dos efeitos biológicos da radiação. Deve também haver um controlo médico para que se evite exposições desnecessárias ou inúteis no âmbito do diagnóstico/terapêutica do doente. Em todos os procedimentos médicos em que proceda ao uso de radiação deve-se proceder a uma avaliação prévia para avaliar a natureza e magnitude do risco biológico que possa advir da exposição à radiação, tanto para os profissionais como para o público em geral. Em todos os exames radiológicos deve-se fazer uso de proteções radiológicas para os órgãos mais radiosensíveis de forma a reduzir a sua exposição drasticamente nesses pontos, mas apenas o uso destas pode ser feito caso estas não interfiram com a realização do exame e obtenção imagiológica das estruturas a estudar/tratar. (31) (32) (33)

Outro fator que não menos importante mas que ajuda a controlar as doses para todos os intervenientes e utilizadores de instalações onde se faça uso de radiação, é a disposição dos locais de trabalho. Estes devem ser adequados à natureza das instalações e das fontes radiativas, assim como à dimensão e natureza dos riscos. Assim as

diferentes zonas das instalações devem ser classificadas de acordo com uma avaliação das doses anuais esperadas, com a probabilidade e magnitude das exposições potenciais. Estas devem ser classificadas de zonas controladas ou de zonas vigiadas, onde ambas devem ser mantidas sob observação. (32) (33)

As zonas controladas devem ser delimitadas e com acesso restrito a indivíduos que tenham recebido instruções adequadas em ambiente de trabalho específico. Devem ser tomadas medidas exclusivas sempre que haja risco significativo de dispersão de contaminação radiativa. Com esta é uma zona um pouco mais perigosa em termos radiológicos, deve-se proceder a um maior controlo radiológico através de medições de concentrações de atividade no ar e da densidade superficial dos radionuclídeos contaminantes. Deve ser realizada ainda a medição dos débitos de dose externos, com indicação da natureza e da qualidade das radiações em causa. Os resultados de ambas medições devem ser registados e se necessário, utilizados para cálculo estimativo de doses individuais. (32) (33)

A zona deve estar bem sinalizada com sinais indicativos do tipo desta, a natureza das fontes e dos riscos que lhe são inerentes. Os trabalhadores devem possuir formação específica de acordo com o local e reconhecer instruções de trabalho que estejam adaptadas ao risco radiológico que está associado às fontes e procedimentos a realizar com uso destas. (32) (33)

Enquanto nas zonas vigiadas devem ter em conta a natureza e importância dos riscos radiológicos, assim como o controlo deve ser feito através de medidas de dose como se faz no outro tipo de zonas. No sentido inverso das zonas controladas, nestas zonas não é obrigatório ter sinalização indicativa da zona nem instruções de trabalho adaptadas ao risco radiológico associado às fontes, no entanto deve-se sempre que possível fazer-se uso de radioproteções. (32) (33)

Não obstante do tipo de zona (controlada ou vigiada), é sempre essencial proceder-se ao controlo de dose individual no local de trabalho. Quer sejam os profissionais classificados de categoria A ou B, a monitorização dosimétrica é bastante importante para assim se conseguir monitorizar a quantidade de radiação a que cada um está exposto, a fim de se conseguir calcular a dose efetiva e desta forma evitar atingir os limites de dose impostos por Lei. Em casos que é impossível fazer a monitorização

individual, esta deve ser realizada com base numa estimativa, sendo calculada a partir das medições obtidas noutros trabalhadores submetidos a radiação. (31) (32) (33)

## 10. Metodologias

A elaboração do projeto envolveu fundamentalmente três partes: a aquisição de medidas de débito de dose em determinados pontos do edifício do ICNAS, a implementação de um interface gráfico e construção do algoritmo de simulação de Monte Carlo para cálculo da dose de exposição.

A aquisição de medidas de débito de dose foi realizado no ICNAS, durante o mês de Outubro de 2014. Realizou-se a marcação de diversos pontos de medição, estrategicamente delineados e com relevância dosimétrica tanto no mapa do Piso 0 como no mapa do Piso -1, a fim de se realizar as medições de débito de dose de forma metódica. O equipamento utilizado para retirar dos valores de débito de dose foi o detetor RadEye™ B20. Este equipamento é um tipo de detetor que permite identificar com rapidez e fiabilidade uma contaminação radiativa em ambientes fechados e abertos. É um detetor portátil e mede taxas de dose de radiação alfa, beta, gama e radiação X. Este modelo realiza medições precisas graças ao filtro de energias situadas entre 17 keV e os 3 MeV. Como ele apenas deteta esta gama de energias, evita-se assim que se procedam a medidas acidentais e erradas de outro tipo de energias. (34)



Imagem 1 - detetor RadEye™ B20 (34)

Os valores de débito de dose são retirados em pontos escolhidos em dois dos pisos do edifício, porque foram aqueles onde se considera indispensável conhecer as doses a que cada um está sujeito durante a sua permanência nesses mesmos locais. O piso -2 não foi escolhido para estudo visto que é o local com maior percentagem de radiação, este encontra-se muito estudado em termos de doses a que se pode estar sujeito como também, cada profissional que permaneça naquela zona, é permanentemente vigiado radiologicamente através de detetores dosimétricos de diversas formas tal como as áreas geográficas do piso. Tal como o piso -2, o piso 1 também foi considerado como que dispensável de objeto de estudo porque como se trata de uma área de gabinetes e salas de reuniões, a exposição à radiação é mínima ou quase nula. Assim, os pisos escolhidos foram então o -1 e o 0, porque se trata de zonas onde se realizam exames radiológicos e por onde circulam inúmeras pessoas, quer profissionais de saúde, quer como outro tipo de profissionais, pacientes e/ou acompanhantes dos mesmos.



## I. Mapas das Localizações



**Figura 3 - Plantas dos pisos com os pontos onde as medidas de débito de dose se encontram marcados**

No início do projeto e durante a fase de planeamento, procedeu-se à marcação dos locais mais importantes e que se acharam indispensáveis, a ser conhecer o débito de dose que por norma se está sujeito.

Decidiu-se então que os pontos do piso 0 onde seriam necessários tirar medidas de dose seriam na sala de espera [5], na sala dos injetados [7], na sala onde se administra os radiofármacos [8], na sala de Radiofarmácia [9], na sala de Provas Funcionais [10], numa das salas de Câmaras Gama, neste caso a utilizada foi a 2ª [6] e mais quatro pontos específicos no corredor deste piso. Logo junto da entrada deste [1], junto da porta m considerados dispensáveis de qualquer tipo de medida e que não seriam “zonas quentes da Radiofarmácia [2] junto da porta da sala de Processamento de exames [3] e junto da entrada para a sala das Provas Funcionais [4].

Todos os outros locais deste piso foram considerados como dispensáveis por não apresentarem características contributivas no panorama da radiação.

Da mesma forma que se procedeu para o piso 0, fez-se mas desta vez para o piso inferior, o piso -1 onde se encontra a PET/TC. Os pontos considerados importantes neste piso e sujeitos a medidas de dose foram a sala da PET/TC [7], a sala de comando da PET [6], a sala de repouso dos injetados [5], o local de manuseamento de radiofármaco para injeção [4]. Foram ainda escolhidos três pontos do corredor deste piso e com importância na passagem dos doentes. São eles a entrada da sala de comando, que se situa junto das salas de repouso dos injetados [1], à entrada da sala da PET/TC [2] e junto da entrada da casa de banho destinada aos doentes sujeitos a injeção de radiofármaco [3].

Da mesma forma que no piso superior, os outros locais deste piso foram considerados dispensáveis de qualquer tipo de medida.

## II. Medidas de Débito de Dose

---

A aquisição de medidas de débito de dose foi realizada no ICNAS, durante o mês de Outubro de 2014. Estas medições de débito de dose foram realizadas de forma metódica, tentando ser sempre na mesma altura temporal, de forma a não interferir com os habituais procedimentos da instituição. Estas também foram sempre realizadas nos mesmos locais e tentando sempre estar o mesmo tempo parado nos locais assinalados, para que se procedesse à retirada do valor de dose. O equipamento utilizado para retirar dos valores de débito de dose foi o detetor RadEye™ B20.

Os valores retirados podem ser observados nas tabelas abaixo, assim como os intervalos de tempo em que se procedeu aos mesmos.

Piso 0										
Pontos	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Débito de Dose (μSv/h)	0.39	0.14	0.10	0.10	0.15	1.41	3.53	0.35	0.28	-
	0.18	0.38	0.12	0.12	0.10	2.44	1.22	0.25	0.99	-
	0.11	0.13	0.13	0.12	0.24	0.14	0.10	0.18	0.50	-
	0.22	0.17	0.13	0.26	0.12	1.35	3.46	0.41	2.70	-
	0.10	0.11	0.13	0.13	0.10	0.10	0.09	0.12	0.17	-
	0.15	0.22	0.14	0.14	0.11	0.10	0.15	0.12	0.20	-
	0.09	0.09	0.12	0.10	0.11	0.11	0.08	0.13	0.17	-
	0.13	0.10	0.10	0.10	0.13	0.10	0.09	0.12	0.10	-

Tabela 2 - Valores de Débito de Dose obtidos em cada ponto no Piso 0

Piso 0											
Pontos	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Data
Hora	11:07	11:23	11:14	11:12	11:25	11:30	11:22	11:18	11:15	-	7/10
	10:59	11:18	11:14	11:09	11:39	11:23	11:02	11:07	11:31	-	8/10
	10:48	10:53	10:55	10:57	11:05	11:09	10:50	11:00	11:08	-	9/10
	10:41	10:45	10:47	10:49	11:00	11:07	11:04	10:56	10:53	-	13/10
	10:47	10:57	10:59	11:02	11:07	11:05	10:52	10:50	10:55	-	14/10
	10:43	10:45	10:49	10:51	10:57	10:55	10:41	10:47	10:53	-	16/10
	11:52	11:50	11:54	11:56	11:58	12:00	10:06	12:02	12:04	-	16/10
	10:47	10:53	10:53	10:55	10:49	11:02	11:04	10:57	10:59	-	17/10

Tabela 3 - Horas e dias em que os valores de Débito de Dose foram medidos no Piso 0

Piso -1							
Pontos	1	2	3	4	5	6	7
Débito de Dose ( $\mu\text{Sv/h}$ )	0.13	0.15	0.13	0.16	43.5	0.26	19.1
	0.14	0.54	0.22	1.41	51.3	0.19	18.4
	0.11	0.22	0.15	0.74	6.60	0.09	12.1
	0.14	0.13	0.11	0.12	0.11	0.09	24.7
	0.12	0.32	0.12	0.09	0.09	0.10	13.8
	0.11	0.11	0.09	0.12	0.12	0.10	9.05
	0.09	0.11	0.10	0.10	0.08	0.09	59.9

Tabela 4 - Valores de Débito de Dose obtidos em cada ponto no Piso -1

Piso -1								
Pontos	1	2	3	4	5	6	7	Data
Hora	12:03	11:40	11:38	11:48	12:35	11:55	13:50	7/10
	11:45	11:16	11:13	11:39	11:17	11:23	11:32	9/10
	11:21	11:24	11:28	11:31	11:12	11:17	12:25	13/10
	11:20	11:23	11:25	11:33	11:37	11:17	11:31	14/10
	11:00	11:03	11:05	11:07	11:09	10:59	11:06	16/10
	11:19	11:21	11:23	11:25	11:27	11:17	11:30	16/10
	11:09	11:11	11:13	11:15	11:17	11:07	11:22	17/10

Tabela 5 - Horas e dias em que os valores de Débito de Dose foram medidos no Piso -1

Estas medidas de dose serviram então de base de sustentação na construção do algoritmo do modelo dosimétrico, para se poder proceder de uma forma mais aproximada da realidade dosimétrica que se pode obter estando nos locais onde se realizaram as medidas.

Todo este conjunto de medidas de dose tornam os resultados das simulações realizadas no modelo, mais corretas do ponto de vista estatístico, com uma maior exatidão e aproximação à realidade, tendo uma margem de erro associada, estatisticamente pequena.

Através da análise das diferentes medidas de dose obtidas podemos verificar que há pontos nos diferentes pisos em que se pode estar exposto a uma quantidade maior de radiação. Esses pontos são no piso 0, a sala de espera dos injetados, a radiofarmácia e as salas de câmaras gama. Nestes locais pode-se então verificar uma quantidade maior de radiação visto que são os locais que são frequentados pelos doentes já injetados, tratando-se assim de serem uma fonte de radiação em andamento, com a exceção da radiofarmácia. No piso -1 e à semelhança do piso anterior, os locais onde se pode verificar uma maior quantidade de radiação são aqueles onde os doentes injetados se encontram presentes. Esses locais são a sala de espera após serem injetados e a sala da PET/TC. Os valores de dose, em comparação com os valores dos locais do piso 0 por onde circulam os doentes após serem injetados, são bastante mais elevados devido ao fato do nível de energia utilizado ser bastante maior. Enquanto os traçadores utilizados para realizar os exames na PET/TC possuem níveis de energia de 511 keV, os que são utilizados na Medicina Nuclear Convencional andam numa gama de energia de 140 keV.

### III. Interface Gráfica

---

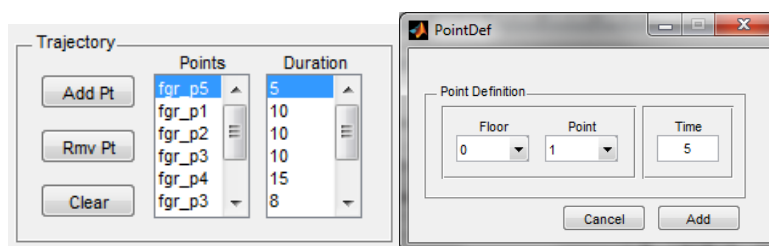
A interface gráfica foi implementada em Matlab tendo-se procurado que a mesma tivesse uma interação intuitiva e simples com o utilizador. Esta interface não possui menus sendo que a interação pode ser realizada por intermédio de botões, de caixas de edição de texto, de listas e de imagens autoexplicativas. O aspeto geral é mostrado na figura abaixo.



Pode-se ainda visualizar uma representação gráfica das médias dos valores obtidos dos débitos de dose que foram retirados em ambos os pontos previamente marcados e pensados. Esta representação é feita com base em círculos cujas áreas são proporcionais às médias das medidas de débito de dose.



Além dos aspetos relacionados com as medidas físicas, a interface gráfica permite ainda criar trajetórias entre os pontos avaliados através da definição de uma lista de pontos e de tempos. Este sistema torna a plataforma muito mais versátil na medida em que possibilita o estudo de uma infinidade de situações distintas, por exemplo para simular a situação de alguém que entra no edifício a acompanhar um doente e sai imediatamente. Desta forma, o Software desenvolvido torna-se também uma ferramenta de gestão interessante e bastante útil para o planeamento de percursos que diferentes elementos utilizadores das instalações devem adotar assim como tornar-se numa ferramenta útil para realizar estimativas de doses quer para os funcionários do ICNAS, quer para os elementos exteriores ao instituto e que frequentem as instalações. O conjunto de comandos que o utilizador tem à sua disposição para criar a trajetória desejada é mostrado na figura 6.



**Figura 6 - Comandos para criação da lista de pontos que definem uma trajetória**

O utilizador pode adicionar pontos (botão *Add Pt*) à lista que define a trajetória; pode remover pontos (botão *Rmv Pt*) da lista e pode apagar a trajetória definida (botão *Clear*). No caso de se querer adicionar um ponto é aberta uma nova janela (lado direito da figura 6) que permite escolher os pontos disponíveis. Depois de cada ponto adicionado e o respetivo tempo, que se refere à duração estimada que a pessoa passa nessa zona, a lista de pontos e a lista de tempos é atualizada.

O utilizador pode também definir alguns parâmetros da simulação de Monte Carlo, como o número de realizações e a incerteza associada ao tempo definido para cada ponto. A cada realização corresponde a escolha aleatória, a partir de distribuições de probabilidade conhecidas, de um débito de dose e uma duração em cada ponto estimada e designada de desvio padrão temporal (*time dp %*).



**Figura 7 - Aspeto particular do interface para simulação de Monte Carlo**

A simulação é executada acionando o botão GO sendo os resultados apresentados na secção dos resultados. Nesta secção são apresentados a média, a mediana e os percentis 2,5 e 97,5 os quais podem ser interpretados de forma similar a um intervalo de confiança a 95%, sendo que este intervalo é calculado com base na largura da Gaussiana, obtida a partir das medidas retiradas.

## IV. Análise Estatística e Método de Simulação

O algoritmo comporta dois ciclos diferentes, estando um inserido dentro do outro. O ciclo mais externo relaciona-se com método de Monte Carlo e cada uma das suas iterações corresponde ao lançamento aleatório dos eventos inerentes à trajetória. O conjunto de execuções deste ciclo, que designamos por realizações, constitui a amostra total simulada para uma dada trajetória.

Por exemplo, supondo-se a trajetória de uma pessoa que entra no piso 0 se desloca até ao fundo do corredor e regressa saindo novamente para a receção. Esta trajetória é constituída por diversos pontos e em cada ponto é estipulado um tempo. No entanto, pressupõe-se que existe uma incerteza associada à trajetória, isto é, o débito de dose em cada ponto pode variar ligeiramente assim como o tempo. Desta forma, considera-se um evento a concretização do débito de dose ponto a ponto e o tempo. Estes valores são obtidos de forma aleatória tendo por base uma distribuição normal centrada nos valores medidos para o débito de dose e no tempo estipulado, respetivamente. Desta forma, uma iteração deste ciclo corresponde a um evento e todo o ciclo define o conjunto de eventos que constitui a amostra da simulação. A figura 8 mostra um



fluxograma representativo do ciclo externo, assim como a caixa a tracejado mostra a parte do algoritmo correspondente ao ciclo interno.

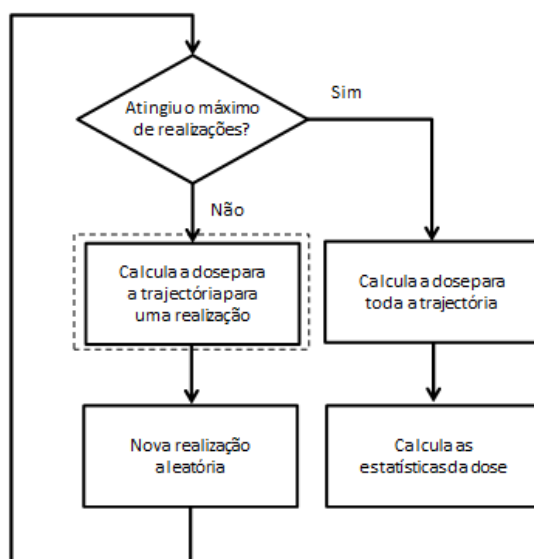


Figura 8 - Fluxograma respeitante ao ciclo externo que executa o método de Monte Carlo

Com base no conjunto de eventos, isto na amostra, determinam-se então a média e algumas medidas de localização, nomeadamente a mediana, e os percentis 2,5 e 97,5. Os valores dos percentis possibilitam fazer inferência uma vez que estabelecem os limites inferior e superior para um intervalo correspondente a 95%.

No ciclo interno do algoritmo calcula-se a dose em cada ponto e finalmente a dose total da trajetória dada uma determinada realização. A figura 9 mostra o fluxograma descritivo do ciclo interno.

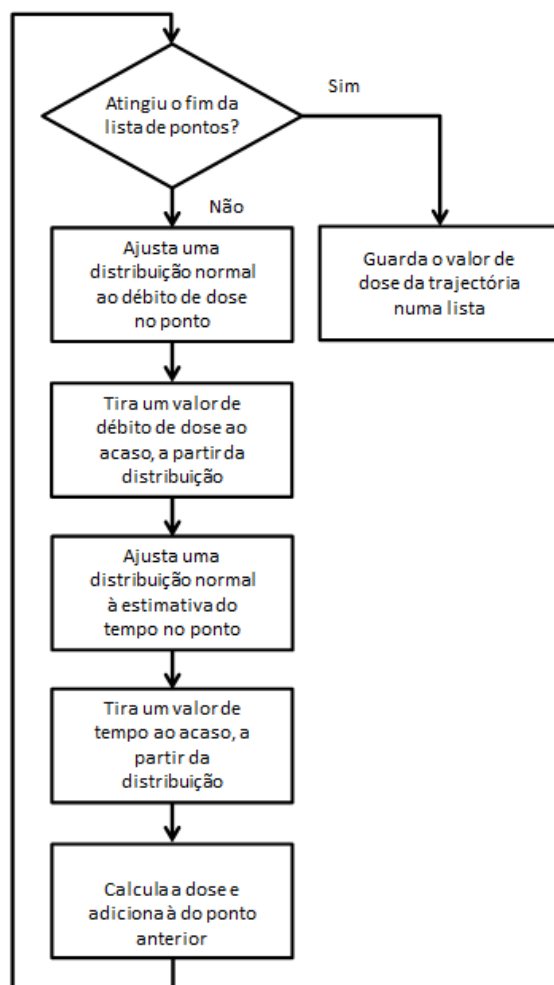


Figura 9 - Fluxograma respeitante ao cliço interno onde se realiza o cálculo da dose

Em cada realização tira-se ao acaso um novo valor de débito de dose e de tempo para cada ponto. Estes valores aleatórios são obtidos tendo em conta uma distribuição de probabilidade normal. Optou-se por esta distribuição de probabilidade pois modela a maioria dos fenómenos naturais e outras distribuições (e.g., distribuição de Poisson, Binomial) podem ser aproximadas pela probabilidade normal. Apesar de ser usada uma distribuição de valores aleatórios têm-se em conta os valores medidos uma vez que a sua média e desvio padrão são usados para ajustar a distribuição. Também se tem em conta os valores de tempo indicados pelo utilizador por razão similar. Assim tem que se ajustar a distribuição aos valores dados e ao desvio padrão percentual indicado na caixa de edição do método de Monte Carlo.

De modo a testar o Software desenvolvido, foi analisada a trajetória de uma pessoa que entra no piso 0, percorre quase todo o corredor e sai de seguida. Essa trajetória foi definida pela seguinte lista de pontos do piso 0 e respetivos tempos:

Pontos	5	1	2	3	4	3	2	1	5
Tempos (s)	5	10	10	10	15	8	8	8	8

Tabela 6 - Condições de teste do Software

Foi efetuada uma simulação com 100 realizações e um desvio padrão do tempo de 5%. Os resultados obtidos indicam que para as condições analisadas a dose média é de 0,0037 mSv e o intervalo entre o percentil 2,5 e 97,5 é de [0,0026; 0,0048] mSv.

## V. Estimativas de doses

Fazendo uso do programa criado, procurou-se então criar alguns exemplos de quanto seria o valor de dose que diferentes indivíduos teriam, com diferentes responsabilidades nas instalações. Fez-se então uma estimativa de dose para um técnico de medicina nuclear fazendo um exame na área da Medicina Nuclear Convencional (Piso 0), para um técnico de Radiologia/Medicina Nuclear fazendo um exame na área da PET (Piso -1), para uma empregada de limpeza com passagens esporádicas pelos dois pisos estudados, para um doente que tenha que realizar um exame PET, para um doente que tenha que realizar um exame de Medicina Nuclear Convencional e por fim para um acompanhante de um doente.

No caso de um doente que tenha que realizar um exame de Medicina Nuclear Convencional no Piso 0, estimou-se que estaria:

Pontos	5	1	2	8	2	1	7	1	2	6	2	1	5
Tempos (s)	300	5	10	65	5	2	180	2	2	600	5	2	60

Tabela 7 - Condições-exemplo de doente para Medicina Nuclear

Realizada a simulação com 10000 realizações e um desvio padrão do tempo de 5%. Os resultados obtidos indicam que para as condições indicadas no quadro acima e para o exemplo deste tipo de doente, a dose média é de 0,2793 mSv e o intervalo entre o percentil 2,5 e 97,5 é de [0,0727; 0,5586] mSv.

No caso de um doente com um exame PET para realizar, com as seguintes condições:

Piso	0		-1										0	
Pontos	5	1	3	2	4	5	4	2	7	2	3	2	1	5
Tempos (s)	900	5	5	20	5	180	2	2	2100	2	20	180	5	60

Tabela 8 - Condições-exemplo de doente para PET

À semelhança do exemplo anterior e com recurso ao programa criado, foi possível estimar a quantidade de radiação a que o doente estaria sujeito, com base nas condições apresentadas. A simulação foi realizada com 10000 realizações e um desvio padrão do tempo de 5%. Os resultados obtidos indicam que para as condições indicadas no quadro acima e para o tipo de doente, a dose média é de 1,0495 mSv e o intervalo entre o percentil 2,5 e 97,5 é de [0,1078; 2,5615] mSv.

No caso de um acompanhante, com as seguintes condições:

Pontos	5	1	2	8	2	3	2	8	1	5
Tempos (s)	300	5	5	10	5	10	40	5	2	900

Tabela 9 - Condições-exemplo para acompanhante

Realizada então a simulação com 10000 realizações e um desvio padrão do tempo de 5%. Os resultados obtidos indicam que para as condições indicadas no quadro acima a dose média é de 0,0483 mSv e o intervalo entre o percentil 2,5 e 97,5 é de [0,0244; 0,0730] mSv.

Fazendo uma simulação para um técnico de Medicina Nuclear e que esteja a realizar um exame no piso 0, com as seguintes condições:

Pontos	5	1	2	8	2	6	2
Tempos (s)	10	2	5	70	10	600	10

Tabela 10 - Condições-exemplo para técnico de MN a realizar 1 exame no piso 0

Simulação essa feita com 10000 realizações e um desvio padrão do tempo de 5%. Os resultados obtidos indicam que para as condições indicadas no quadro, a dose média é de 0,1809 mSv e o intervalo entre o percentil 2,5 e 97,5 é de [0,0156; 0,4358] mSv.

Por fim e não menos importante, fazendo da mesma forma, uma simulação para estimar a dose que um técnico recebe quando realiza um exame de PET, com as condições indicadas no quadro abaixo, com uma simulação de 10000 realizações e um desvio padrão de 5%. A dose média obtida será de 0,5566 mSv e o intervalo entre o percentil 2,5 e 97,5 é de [0,0666; 1,3312] mSv.

Pontos	1	4	5	4	2	7	6	7	3
Tempos (s)	15	20	35	5	5	35	1800	30	15

Tabela 11 - Condições-exemplo para técnico de MN a realizar 1 exame no piso -1

## 11. Discussão

### a. Radioproteção no ICNAS

O edifício do ICNAS foi planeado desde o início da sua construção para oferecer quer aos profissionais quer aos seus utilizadores em geral, uma proteção radiológica através das barreiras de proteção (espessura das paredes, chumbo nas portas, entre outras), tendo em conta situações extremas da sua utilização durante atividades, dimensões e tempos de exposição. Para além das barreiras de proteção, todo o edifício é dotado de uma vasta gama de equipamentos de deteção e controlo dos níveis radiológicos, instalados estrategicamente em pontos considerados importantes no plano da prevenção e deteção precoce de possíveis fugas de radiação. De entre os variados equipamentos disponíveis para controlo radiológico do edifício, destacam-se as unidades de leitura que se encontram espalhados por diversos locais, que permite a qualquer momento medir o débito de dose naquela área, possuindo 2 níveis de alarme, em que o utilizador pode definir limites máximos permitidos, e acima dos quais o alarme faz-se ouvir e permite a todos os que se encontram junto deste, tomar as diversas medidas de precaução e prevenção radiológica.

Os dados recolhidos por cada equipamento deste género, são constantemente transmitidos e guardados num computador de modo a ficarem registados e a possibilitar quer uma estimativa da dose a que se pode estar sujeito naqueles pontos.

Estão ainda disponíveis equipamentos de leitura radiológica portáteis como aquele que foi utilizado neste estudo, que permitem medir e detetar contaminações de radiação alfa, beta, gama e de raio-X.

O conhecimento da distribuição das doses da radiação ambiental no ICNAS torna-se também importante quer para controlo da dose ocupacional de todos os intervenientes, como para o planeamento de atividades de uma forma segura e possivelmente ajustar as proteções caso seja necessário. No entanto, os detetores de radiação assim como os dosímetros usados pelos profissionais não são ferramentas para controlar a dose que cada um recebe. Cada profissional é responsável por adequar a sua conduta e prática de acordo com o tipo de radiação que manipula, a quantidade e a sua exposição a ela, somente quando necessário. Todo um conjunto de medidas preventivas devem ser adotadas de forma a precaver efeitos da radiação para o seu próprio organismo assim como para os demais utilizadores das instalações.

De acordo com as estimativas realizadas acima, e frisando-se que não passam de meras estimativas, porque para serem valores muito próximos da realidade teria que ser bastante mais rigoroso nos percursos de cada um, existem trajetórias/conduitas de vários elementos que podem ser melhoradas a fim de se reduzir um pouco mais a dose a que cada sujeito está exposto. Não tanto nos doentes, visto que a fonte de radiação são eles próprios, mas no caso dos profissionais que utilizam as instalações, existem alguns exemplos que podem ser melhorados ou evitados de forma a fazer diminuir um pouco mais o valor de dose ocupacional de cada um. Para isso, é necessário que cada profissional evite estar em contacto com as fontes de radiação durante períodos desnecessários e prescindíveis para a realização de exames imagiológicos. Pelo tempo que estivemos presente nas instalações, acho que as condutas dos profissionais apontavam nesse sentido e estariam bastante familiarizados com os possíveis riscos associados a exposições desnecessárias à radiação.

As zonas do piso -1 que devem ser frequentadas pelo menor tempo possível são o ponto 7 e o ponto 5, visto que é o piso onde a quantidade de radiação que é dada ao doente é maior e nestes pontos, são os locais onde a fonte de radiação (doente) está mais tempo após ser injetado com o radiofármaco.

Já no piso 0 as zonas consideradas mais quentes são os pontos 6, 7 e 9, no entanto não são consideradas tão perigosas em termos de exposição à radiação visto que enquanto

na PET é utilizada radiação na ordem dos 511 keV, na Medicina Nuclear Convencional essa ordem de grandeza energética diminui drasticamente para energias bem inferiores às anteriores (140 keV).

## b. Considerações sobre Software e pontos a melhorar

---

Tendo em conta futuros desenvolvimentos na área dosimétrica e tendo por base o trabalho desenvolvido, existem várias formas de melhorar e criar um modelo mais aproximado da realidade dosimétrica, obtendo um resultado mais exato aquando a utilização do modelo dosimétrico desenvolvido.

Existem algumas formas de melhorar este modelo dosimétrico que foi desenvolvido tendo por base medidas de área realizadas no ICNAS. Uma forma de melhorar o modelo, e que salta logo à vista, é obter um maior número de medidas de débito de dose do que aquele que foi utilizado como background na criação do algoritmo do Software. O número de medidas de dose retiradas foi satisfatório nesta fase do projeto, visto que possuía uma base estatística aceitável e com uma margem de erro pequena, tal como o desvio padrão obtido na amostragem dosimétrica. Contudo, uma maior amostragem de medidas de dose servirá para aumentar a base de sustentação e envergadura do modelo, tornando-o mais fiável e com uma margem de erro mais pequena, promovendo a aproximação à realidade de todas as probabilidades dosimétricas calculadas através deste Software, podendo vir a ser uma ferramenta útil no cálculo de doses efetivas de cada utilizador desta instituição, tornando-se em mais uma forma de prevenir os efeitos biológicos provocados pelo contacto com fontes radioativas. Outra das formas seria melhorar e realizar de forma mais sistematizada a forma da recolha, sendo sempre nos exatos locais, sem variâncias espaciais e tentando ser o mais próximo possível, visto que essa distância também tem inferência nos valores obtidos. Ser medido a metro e meio do doente (como foi realizado) ou ser realizado a cinquenta centímetros do mesmo, não é a mesma coisa, havendo variação dos valores.

De referir ainda que este Software não contempla a dose interna do doente, visto ser este a fonte de radiação em todo o processo, sendo portanto expectável que a simulação realizada esteja muito distante daquilo que poderão ser os valores mais

corretos. Assim sendo passaria por ai também, um dos pontos a melhorar neste mesmo Software.

Uma outra forma de melhoramento deste projeto passa pelo Software. O Software atual foi desenvolvido com base nas medições registadas nos dias descritos em tabelas acima. Desta forma e de maneira a que se possa construir um algoritmo que estabeleça maior rigor e exatidão, com uma mínima margem de erro associada ao resultado probabilístico de cada interação, torna-se indispensável encontrar uma forma de poder alargar a base de dados, ou seja o número de valores de débito de dose, e conseguir inserir esses mesmos valores no algoritmo sem que seja necessário construir um novo. Conseguindo ultrapassar esta limitação do projeto, o algoritmo construído pode-se tornar numa ferramenta extremamente útil para cálculo de doses ocupacionais de qualquer indivíduo que se desloque ao ICNAS, e com uma margem de erro inerente mínima.

Outra das limitações que qualquer utilizador se deparará aquando a utilização deste Software, é a inexistência de uma opção para remover um ponto que tenha sido mal inserido na trajetória pretendida. No entanto, esta opção existe mas apenas permite retirar o ponto que foi inserido em última instância, e é indispensável conseguir-se também haver a possibilidade de se conseguir retirar um ponto aleatório sem que se tenha de apagar tudo e recomeçar a trajetória pretendida.

Uma outra opção que poderia ser criada e colocada no Software era haver a possibilidade de se poder efetuar a gravação de trajetórias que tenham sido inseridas no programa. Desta forma, todas as trajetórias que sejam inseridas no programa são apagadas para que se possa inserir uma nova.



## Conclusões

---

O objetivo deste projeto era conseguir desenvolver um modelo dosimétrico a partir de valores de débito de dose nas diferentes áreas do ICNAS e esse mesmo objetivo foi conseguido com êxito. Apesar de ser um protótipo e um pouco simples, tem uma boa linha orientadora para que possa se desenvolver mais o algoritmo a fim de tornar o programa mais complexo, com mais funções e aplicações. Para que esse desenvolvimento ocorra, o modelo tem que ter algumas alterações, indicadas acima, e outras que não tenham sido mencionadas mas que se ache necessário para que a sua aplicação seja a desejada.

Com as alterações feitas, este pode tornar-se mais eficiente, mais acertado nas estimativas que fizer de valores de dose e poder vir a tornar-se numa ferramenta extremamente útil para o cálculo de doses individuais.

Através do modelo criado poder-se-á estudar qual a melhor forma de que todos os utilizadores das instalações têm para conseguir deslocar-se pelo edifício sem que esteja sujeito a grandes quantidades de radiação, evitando passar por diversos pontos geográficos sensíveis radiologicamente.

Por outro lado, ao fazer a recolha de dados e fazendo o acompanhamento de parte da rotina diária do serviço, pudemos verificar que todos os profissionais atuam com práticas seguras em todos os procedimentos, a fim de assegurar que a quantidade de radiação a que se expõem seja reduzida o quanto possível, como tentar evitar que os doentes estejam expostos a radiação desnecessária.

Da mesma forma que nos profissionais, nas instalações também foi possível verificar que estas possuem mecanismos que permitem garantir a segurança e proteção contra radiações ionizantes, tanto para os diversos profissionais que ali trabalham como para o público em geral.

Em conversa com diferentes profissionais durante o período de recolha de dados pudemo-nos aperceber que todos os profissionais têm consciência dos perigos de exposições a quantidades elevadas de radiação como os cuidados que devem ter para que isso não aconteça. Este é um aspeto bastante importante e a reter porque nem sempre isso acontece pelos diversos locais do país, que utilizam radiação ionizante como forma de se realizar imagiologia médica.

## Bibliografia

---

1. ACC expert consensus document. *Radiation safety in the practice of cardiology*. DOUGLAS, PS et al. American College of Cardiology, 2012.
2. *Responses to Low Doses of Ionizing Radiation in Biological Systems*. FEINENDEGEN, LE, POLLYCOVE, M e SONDHAS, CA. Nonlinearity in Biology, Toxicology and Medicine, 2004, Vol. 2.
3. *PET e SPECT em neurologia e psiquiatria: do básico às aplicações clínicas*. COSTA, Durval, OLIVEIRA, José Manuel e BRESSAN, Rodrigo. Revista Brasileira de Psiquiatria, 2011.
4. ZANZONICO, P, DAUER, L e ST. GERMAIN, J. Operational radiation safety for PET-CT, SPECT-CT, and cyclotron facilities. *Health physics*. 2008.
5. *Avaliação da Exposição da População Portuguesa a Radiações Ionizantes devido a Exames Médicos de Radiodiagnóstico e Medicina Nuclear*. TELES, Pedro e et al. 2012.
6. PEDROSO LIMA, JJ. *Biofísica Médica*. Imprensa da Universidade de Coimbra, 2003.
7. Sociedade Portuguesa de Medicina Nuclear. Disponível em: <http://www.spmn.org/page06pt.asp>. Acedido em 14 de Abril de 2015
8. Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear. Disponível em: [http://www.sbmnm.org.br/site/medicina\\_nuclear](http://www.sbmnm.org.br/site/medicina_nuclear). Acedido em 20 de Fevereiro de 2015
9. Associação Portuguesa de Técnicos de Medicina Nuclear. Disponível em: <http://www.aptmn.pt/MN.html>. Acedido em 1 de Março de 2015
10. Universidade de Coimbra. ICNAS. Disponível em: <http://interactive.snm.org/docs/whatisnucmed2.pdf>. Acedido em 16 de Fevereiro de 2015
11. PEDROSO LIMA, JJ, et al. *Física em Medicina Nuclear - Tems e Aplicações*. Coimbra. Imprensa da Universidade de Coimbra, 2008.
12. Universidade de Coimbra. Disponível em: <http://www.uc.pt/icnas>. Acedido em 1 de Março de 2015
13. ALMEIDA, Teresa. *Optimização funcional e avaliação de aspectos de radioprotecção no ICNAS*. Coimbra. 2009.
14. <http://profs.ccems.pt/PauloPortugal/PHYSICA/ciclotro/Ciclotro.html>.
15. *Cyclotron Produced Radionuclides: Physical Characteristics and Production Methods*. Vienna : International Atomic Energy Agency , 2009.
16. *Cyclotron Produced Radionuclides: Operation and Maintenance of Gas and Liquid Targets*. International Atomic Energy Agency, 2012.
17. SAHA, Gopal. *Physics and radiobiology of nuclear medicine*. Springer, 2013.
18. *The Adaptive Response in Radiobiology: Evolving Insights and Implications*. WOLFF, Sheldon. Environmental Health Perspectives, 1998.
19. Richard Wolfson. *Essential University Physics*. Pearson Education, 2007.

20. Michael G. Stabin. *Radiation Protection and Dosimetry: An Introduction to Health Physics*. Springer, 2007.
21. Hans-Jurgen BIRSACK e Leonard FREEMAN. *Clinical Nuclear Medicine*. Springer, 2007.
22. Rachel POWSNER e Edward POWSNER. *Essential Nuclear Medicine Physics*. Blackwell Publishing, 2006.
23. *Molecular mechanisms of radiation carcinogenesis and the linear, non-threshold dose response model of radiation risk estimation*. TROTT, K. R. e ROSEMAN, M. Radiation Environmental Biophysics, 2000.
24. JOINER, Michael e KOGEL, Albert. *Basic Clinical Radiobiology*. Edward Arnold, 2009.
25. KHAN, Faiz M. *THE PHYSICS OF RADIATION THERAPY*. LIPPINCOTT WILLIAMS WILKINS, 2003.
26. PEDROSO LIMA, JJ. *Técnica de Diagnóstico com Raio X*. Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009.
27. EHRLICH, Ruth e DAILY, Joan. *Patient Care in Radiography*. Mosby Elsevier.
28. PODGORSK, E.B. *RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A HANDBOOK FOR TEACHERS AND STUDENTS*. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2005.
29. *Adaptive response and induced resistance*. JOINER, MC, LAMBIN, P e MARPLES, B. Academie des sciences de la vie, 1999.
30. FREIRE, Luis. *Proteção e Segurança Radiológica em Medicina Nuclear*. Lisboa, ESTeSL, 2013.
31. *ICRP Main Commission Meeting*. (ICRP), International Commission on Radiological P. 2011.
32. Diário da República. *Decreto-Lei 222/2008*. 2008.
33. *Directiva 2013/59/EURATOM*. Jornal Oficial da União Europeia, 2013.
34. *RadEye Selection Guide*. Thermo Scientific, 2012.